

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-014860
 (43)Date of publication of application : 15.01.2003

(51)Int.Cl. G01T 1/24

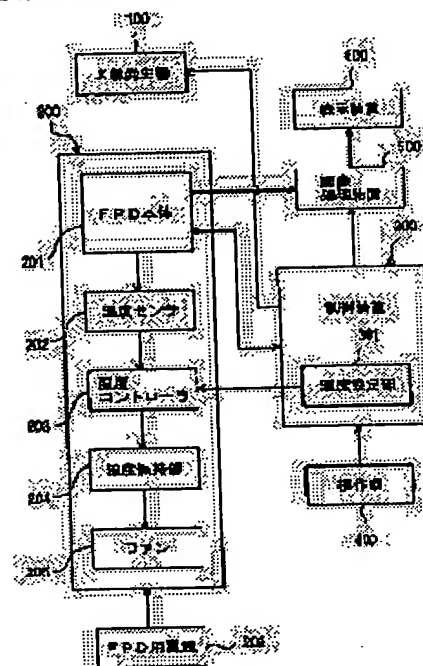
(21)Application number : 2001-197648 (71)Applicant : TOSHIBA CORP
 (22)Date of filing : 29.06.2001 (72)Inventor : WATANABE NAOTO

(54) RADIATION DETECTOR AND RADIATION INSPECTION EQUIPMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To prevent damage or dew formation due to environmental temperature by sustaining good detection characteristics of a flat panel type X-ray detector.

SOLUTION: A radiation detector comprising radiation detecting members arrange in matrix and reading out detection signals from respective members in a specified sequence is further provided with means for retaining the radiation detector at a specified temperature. According to the arrangement, detection characteristics can be sustained stably during operation and dew formation or damage can be prevented at the time of non-operation.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J.P.)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-14860

(P2003-14860A)

(43)公開日 平成15年1月15日(2003.1.15)

(51)Int.Cl.

G 0 1 T 1/24

識別記号

F 1

G 0 1 T 1/24

フィード(参考)

2 G 0 8 B

審査請求 未請求 請求項の数14 OI (全12頁)

(21)出願番号 特願2001-197649(P2001-197648)

(22)出願日 平成13年6月29日(2001.6.29)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 飯塚 直人

栃木県大田原市下石上字東山1585番の1

株式会社東芝東芝工場内

(74)代理人 100083161

弁護士 外川 英明

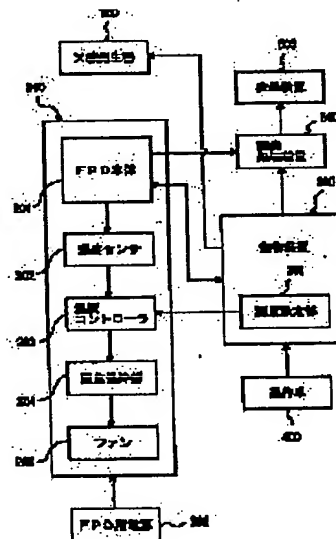
Fターム(参考) 2G08 HB01 FF02 GC21 JJ05 JJ35

(54)【発明の名称】 放射線検出器および放射線検出装置

(57)【要約】

【課題】 フラットパネル型X線検出器の検出特性を良好に維持し、環境温度による破損や結露の発生を防止する。

【解決手段】 放射線を検出する部材がマトリクス状に配列され、各部材からの検出信号が所定のシーケンスで読み出される放射線検出器において、この放射線検出器を所定温度に保持するための温度保持手段を備えた。これにより、稼動時には検出特性を安定に保ち、非稼動時には結露の発生や損傷を防止することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線を検出する部材がマトリクス状に配列され、各部材からの検出信号が所定のシーケンスで読み出される放射線検出器において、

この放射線検出器を所定温度に保持するための温度保持手段を備えたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 2】 前記温度保持手段は、放射線検出器を形成する筐体の外面に設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 3】 前記温度保持手段は、放射線検出器を形成する筐体の内部に配置される、前記マトリクス状に配列された放射線検出器を支持する支持部材に設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 4】 前記温度保持手段は、ヘルチエ素子を備えていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器。

【請求項 5】 前記温度保持手段に、異常温度を検出したときに、前記温度保持手段の動作を強制的に停止させる異常温度検出手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器。

【請求項 6】 前記筐体の内部に、前記放射線検出器を支持する部材から読み出された信号を増幅する増幅手段を備え、この増幅手段は、前記放射線検出器を支持する支持部材に対して、所定の空気層を隔てて設けられていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器。

【請求項 7】 前記筐体の内部に空気を取り入れる吸気口と、内部の空気を外部へ吐き出す排気口とを、前記筐体に形成し、少なくとも前記排気口に空気の吐き出し方向を変えるフードを設けたことを特徴とする請求項 6 に記載の放射線検出器。

【請求項 8】 放射線を検出する部材がマトリクス状に配列され、各部材からの検出信号が所定のシーケンスで読み出される放射線検出手段を備えた放射線検査装置において、
前記放射線検出手段を所定温度に保持する温度保持手段と、
この温度保持手段の保持温度を設定する温度設定手段と

を具備することを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 9】 前記温度設定手段は、前記温度保持手段に対して 2 以上の保持温度を設定することを特徴とする請求項 8 に記載の放射線検査装置。

【請求項 10】 前記温度設定手段による保持温度の設定を、前記放射線検査装置の稼働時と非稼働時とに応じて切替える切替え手段を備えたことを特徴とする請求項 8 または請求項 9 のいずれか 1 項に記載の放射線検査装置。

【請求項 11】 前記温度設定手段による前記放射線検査装置の非稼働時における保持温度の設定は、前記放射線検査装置の稼働時の保持温度が、それよりも低い温度

に設定することを特徴とする請求項 8 ないし請求項 10 のいずれか 1 項に記載の放射線検査装置。

【請求項 12】 前記放射線検出手段の温度を検出する温度検出手段と、この温度検出手段により検出された温度が、所定の保持温度に対する許容温度範囲外にあるとき、前記放射線照射手段による放射線の照射を禁止するインターロック手段とを具備することを特徴とする請求項 8 ないし請求項 11 のいずれか 1 項に記載の放射線検査装置。

【請求項 13】 前記放射線検出手段の温度を検出する温度検出手段と、

この温度検出手段で検出された温度を基にして、前記温度設定手段により前記放射線検出手段が稼働時の保持温度に達するまでの時間を予測する演算手段とを具備することを特徴とする請求項 8 ないし請求項 11 のいずれか 1 項に記載の放射線検査装置。

【請求項 14】 前記演算手段によって予測された時間を表示する表示手段を具備することを特徴とする請求項 13 に記載の放射線検査装置。

【発明の詳細な説明】

【00001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、通常フラットパネル型放射線検出器と呼ばれている放射線検出器と、この放射線検出器を備えた、医療用あるいは工業用として使用される放射線検査装置に関する。

【00002】

【従来の技術】 被検体の放射線透視画像を得るための放射線検出器として、従来からイメージインテンシファイア（以下、 $I: I_1$ ）と略称する。）と撮像管あるいは固体撮像素子（例えば、Charge Coupled Device: CCD ）とを組合せたものが用いられている。これは、被検体を透過した X 線情報を光学情報に変換し、この光学情報をテレビカメラに取り込んで、テレビモニタに画像として表示したり、フィルムに焼き込んだりするものである。このような、 $I: I_1$ と撮像管あるいは CCD とを組合せた放射線検出器に対し、より繊細な欠陥や病変を検出したいという強いニーズに応える新しい放射線検出器として、近時、半導体技術を駆使したフラットパネル型放射線検出器（Flat Panel Detector: FPD ）が開発されてきている。この FPD は、例えばガラス基板の上に形成されるスイッチング素子や容量素子、放射線を電荷などに変換する光導電膜などで覆うように形成した半導体アレイであり、高解像度、軽量・コンパクトで、画像歪みも少ないという特徴を備えている。そこで、この FPD の概算について、図 7 ないし図 10 を参照して説明する。なお、 FPD には、放射線を直接電気信号に変換する直接変換型と、放射線を一旦光に変換し、その光を電気信号に変換する間接変換型とがあるが、ここでは直接変換型の FPD について説明するものとする。

【00003】 図 7 は、 FPD の一例の概略構成を示した

説明図である。F.P.Dは、表面が放射線を電荷に変換する変換膜に覆われた多数の画素1から成り、画素1がマトリックス状に配列されて1画面を形成している。各画素1には後述するように、入射した放射線に基づき変換された電荷を蓄積する容量と、この容量に蓄積された電荷を信号として取り出すためのスイッチング素子とが含まれている。そして、そのスイッチング素子を介して各画素1の電極がゲート線G.Lj (j=1~m; mは2以上の整数)と信号線S.Li (i=1~n; nは2以上の整数)に接続されている。また、各ゲート線G.Ljは、ゲート線駆動回路2に接続されているとともに、信号線S.Liは、信号読み出し回路3に接続されている。これらゲート線駆動回路2および信号読み出し回路3は、タイミング制御回路4によって制御される。ゲート線G.Ljは、テレビジョンの走査線に相当し、ゲート線駆動回路2が、あるゲート線G.Ljに駆動信号を供給すると、駆動信号の供給された当該ゲート線G.Ljに接続されている全ての画素1は、オン状態になるのに十分な励起状態に置かれることになる。なお、ゲート線駆動回路2は、ゲート線G.L1、G.L2、...G.Lmを順次走査するように、1画面分の全てのゲート線G.Ljに、所定のタイミングで順次駆動信号を供給するようにしてもよいし、あるいは、飛び越し走査として、奇数番目のゲート線G.L1、G.L3、...G.Lm-1に駆動信号を順次供給した後、偶数番目のゲート線G.L2、G.L4、...G.Lmに駆動信号を順次供給するようにしてもよい。また、信号読み出し回路3は、各信号線S.Liに対応して設けられ、例えば図8に示すように、電圧変換と入力信号の増幅を行うプリアンプPA.1~PA.nと、各プリアンプPA.1~PA.nからの出力を逐次スイッチングするマルチプレクサ5と、マルチプレクサ5からのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器6とで構成されている。なお、各信号線S.Liから得られる信号は、画像信号である。

【0004】さて、F.P.Dを構成する画素1の断面構造の一例を、図9に模式的に示し、その等価回路を図10に示してあるので、次に、これらの図を参照して画素1について説明する。画素1は、ガラス基板11の上に形成されるスイッチング素子としての薄膜トランジスタ(thin film transistor: T.F.T)12や蓄積容量13等を含んで構成されている。T.F.T12は、ゲート電極14と、ゲート電極14を覆うように形成されたゲート絶縁膜15と、ゲート絶縁膜15上に形成されたソース電極16およびドレイン電極17とから成っている。そして、ゲート電極14はゲート線G.Ljに接続され、ソース電極16は信号線S.Liに接続され、さらにドレイン電極17は、画素電極18に接続されている。蓄積容量13は、画素電極18とバイアス電源19の負端子と接続された下部共通電極20とが、絶縁膜21を介して対向して形成される構造となっている。また、ソース

電極16、ドレイン電極17および画素電極18を覆うように、電荷阻止層22が形成されている。さらに、T.F.T12および蓄積容量13を覆うように、放射線を電荷に変換する変換膜23、誘電体層24、およびバイアス電源19の正端子に接続される上部共通電極25が順に形成されて画素容量Cpが構成される。なお、変換膜23用の材料としては、放射線を吸収して電荷に変換する効率の高い半導体材料、例えば、真空蒸着法によって500~1000nmの厚さに形成されるアモルファスセレンウム(a-Se)膜が用いられる。この半導体材料で形成された膜は、光導電膜とも称される。

【0005】次に、上記のように構成されているF.P.Dの動作について説明する。放射線が変換膜23に入射すると、この放射線が変換膜23中で吸収され、放射線量に応じた電荷に変換される。変換膜23と蓄積容量13とは、構造上電気的に直列に接続された容量を形成するので、バイアス電源19によって上部共通電極25と下部共通電極20との間に、バイアス電圧を印加することにより、発生した電荷(電子、正孔)は、それぞれ極性の異なる電極に移動し、これによって蓄積容量13には、所定の電荷が蓄積される。よって、画素1毎に、被検体を透過した放射線を電荷に変換して蓄積するので、これを画像信号として取り出すことによって、放射線画像を形成することができる。F.P.Dから画像信号を取り出す方法は、以下のとおりである。すなわち、蓄積容量13に蓄積された電荷は、T.F.T12をオン状態にするのに十分な電圧をゲート線G.Ljに与えることにより、信号線S.Liを介して外部に取り出すことができる。従って、図7に示すように、ゲート線駆動回路2を用いて、ゲート線G.Ljに順次あるいは1本おきに駆動電圧を供給することにより、全画素1にわたって信号を読み出すことができる。そして、各画素1から取り出された信号は、信号線S.Liの各列に接続された信号読み出し回路3によって、それぞれ電圧変換、増幅、A/D変換等がなされ、デジタル画像信号として放射線像の情報が検出されることになる。

【0006】以上説明したように、F.P.Dは、放射線を電荷量に変換して蓄積する画素を、二次元状に多数配列して形成したものであり、F、I、とテレビカメラを組合せたものに比べて種々の特徴を備えている。例えば、解像度が高く歪みの少ない画像が得られ、さらに、放射線像の情報がデジタル画像信号として得られるので、画像処理が容易である。また、大幅な薄型化、軽量化が図られるので、放射線検査装置への取付け構造が簡単となり、放射線検査装置の操作範囲が広がったり、小型軽量化を実現したり、医療用の検査装置に用いる場合には、患者への圧迫感を軽減することもできる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 上記のようにF.P.Dは、半導体アレイで形成されており、内部に多数の半導

体能動素子を備えているので、稼働時にはこの能動素子が発熱することになる。そのため、放射線の検出感度などの特性を左右する部品（例えば、変換膜）の温度も変化し、その結果、安定した本来の画像が得られなくなる可能性があるという問題があった。また、稼働時に、F.P.D.の温度をかなり精度良くコントロールしない、検出特性が劣化して、有用な検査画像（F.P.D.を、例えば医療用の検査装置に用いた場合には、臨床上有用な画像）が得られなくなる恐れもあった。例えば、F.P.D.を採用した循環器用×線診断装置によって、遠視撮影を実施しながら、患者に対してカテーテル操作をしている最中に、F.P.D.の検出特性が劣化するような事態が起こった場合には、遠視画像が得られなかったり、得られても不鮮明な遠視画像でしかない状況下で、カテーテル操作をしなければならない事態を招くことにもなりかねないものであった。一方、放射線検査装置の非稼働時には、放射線検査装置の設置されている環境によっては、F.P.D.が低温に晒されることが予想される。F.P.D.は、低温では壊れる可能性があり、そのため、ある温度以下とならないように加温することが必要であるが、そのような手度は非稼働時のみ必要となる。

【0008】上述のように、F.P.D.は、T.F.T.アレイの上面に放射線を電荷に変換する変換膜が蒸着された構造となっており、放射線の照射によって画素毎に蓄えられた電荷は、T.F.T.アレイのスイッチングによって読み出されるが、低温においては、T.F.T.アレイと変換膜の熱膨張係数の違いから、変換膜が剥離し、二度と画像収集ができなくなる可能性がある。また、F.P.D.は、高温下に長時間放置すると、再結晶化が生じて寿命が短くなることが知られており、設置環境によっては、非稼働時に加温ばかりではなく、冷却が必要になる場合も考えられる。このように、F.P.D.は、稼働時の検出特性を安定化させるための温度範囲と、非稼働時の損傷を防止したり寿命を短縮させないための温度範囲とは異なっているもので、両者を同じ手段で温度コントロールするのは、極めて無駄が多い。例えば、稼働時の環境温度が10〜35℃であるのに対し、非稼働時の環境温度が-10〜60℃となる場合に、設定温度を30℃にしようとする、稼働時は問題ないものの、非稼働時は環境温度と設定温度との差が大きいため、場合によっては、結露を生じかねない。この結露の発生は、電気回路のショートや電線などを引き起こす原因となり、大きな問題となるものである。本発明はこのような問題を解決するためになされたものである。

【0009】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、放射線を検出する部材がマトリクス状に配列され、各部材からの検出信号が所定のシーケンスで読み出される放射線検出器において、この放射線検出器を所定温度に保持するための温度保持手

段を備えたことを特徴とする。これにより、稼働時には検出特性を安定に保ち、非稼働時には結露の発生や損傷を防止することができる。

【0010】また、請求項8に記載の発明は、放射線を検出する部材がマトリクス状に配列され、各部材からの検出信号が所定のシーケンスで読み出される放射線検出手段を備えた放射線検査装置において、前記放射線検出手段を所定温度に保持する温度保持手段と、この温度保持手段の保持温度を設定する温度設定手段とを具備することを特徴とする。これにより、放射線検査装置の置かれている環境に応じて、放射線検出手段を所望の温度に保持することができ、放射線検査装置を安定に機能させることができる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る放射線検出器と、この放射線検出器を備えた放射線検査装置の実施の形態を、医療用の×線撮影装置に適用した場合を例として、図1ないし図6を参照して詳細に説明する。なお、これらの図において、図7ないし図10と同一部分には同一符号を付して示してある。図1は、本発明を適用した、医療用の×線撮影装置の一実施の形態の概略構成を示した系統図である。この×線撮影装置は、被検体Pを固にして対向配置された×線発生器100およびフラットパネル型×線検出器（F.P.D.）200と、これら×線発生器100やF.P.D.200をはじめとして、×線撮影装置全体を制御する中枢的な機能を果たすコンピュータやメモリ等を有する制御装置300と、制御装置300に対して操作者が適宜設定操作などを行う操作卓400と、F.P.D.200から得られるデジタル画像信号に対して階調処理などを施す画像処理装置500と、画像処理装置500からの出力信号を表示する表示装置600とを備えている。このように構成された×線撮影装置の一般的な動作は次のとおりである。×線発生器100から照射された×線は、被検体Pを透過してF.P.D.200に入射し、F.P.D.200では、入射した×線量に応じた電荷量分布に変換される。そして、F.P.D.200上に形成された二次元的な電荷量分布は、図7で説明したゲート線駆動回路2の動作に従い、ゲート線GL1毎に信号線SL1および信号読み出し回路3を介して、デジタル画像信号として順次読み出され、画像処理装置500で階調処理などが施こされた後、表示装置600へ送られ、×線遠視画像として表示される。

【0012】次に、本発明に係る放射線検出器の特徴について説明する。図2は、本発明を適用した×線撮影装置に関連付けて、F.P.D.200の一実施の形態を系統図で示したものである。F.P.D.200は、既に図7ないし図10によって説明したものと同様な機能を奏するF.P.D.本体201と、このF.P.D.本体201の温度を検出する温度センサ202と、この温度センサ202の検出温度に応じて、F.P.D.本体201を所望の温度とするように

制御する温度コントローラ203と、この温度コントローラ203の制御下で、FPD本体201を冷却あるいは加熱する温度保持部204と、温度保持部204による冷却あるいは加熱の効果を促進させるためのファン205と、FPD用電源206を備えている。FPD本体201の断面構造の一例を、図3に模式的に示してある。すなわち、FPD本体201は、例えばアルミを材料として筐体201aが形成され、内部に仕切板201bが設けられている。仕切板201bの一方の面には、表面が放射線を電荷に変換する変換膜23で覆われたマトリクス状の画素1の構成要素が配置され、仕切板201bの背面には、ゲート線駆動回路2、信号読み出し回路3、タイミング制御回路4などを有する基板201cが配置されている。この画素1側と基板201c側とは、TAB (Tape Automatic Bonding) 201dを介して電気的に接続される。なお、筐体201aの変換膜23に対向する側の面（すなわち、X線の入射する側の面）は、X線吸収率の低いCFRP (Carbon fiber Reinforced Plastic) を材料とする板で構成されている。

【0013】基板201cに実装されている信号読み出し回路3は、図8に示したように、プリアンプPA、マルチプレクサ、A/D変換器6などを有し、これらの駆動素子は動作中に発熱源となる。変換膜23を含む画素1の構成要素は、温度によって感度が不安定になるなど、放射線の検出特性に影響を受ける。よって、この発熱源からの熱の、画素1側への直接的な影響を軽減させるために、仕切板201bと画素1の構成要素および仕切板201bと基板201cとの間には、空気層201eを形成するように、スペーサ201fが介挿されている。また、筐体201aの内面側にも空気層201eが形成され、筐体201a内の空気の流れを良好にするように配設されている。温度センサ202は、FPD本体201の筐体201a表面が、直接熱の影響を受ける変換膜23で覆われた画素1の構成要素に取付けられる。ここでは、X線の入射する側とは反対側となる。筐体201aの外側表面に取付けるものとする。ここに取付けられる温度センサ202の数は、1個でもよいし、複数個設けて、最も温度の高い所と最も温度の低い所などを検出したり、ある計算式に基づき算出した平均値を求めるようにしてもよい。また、温度保持部204も筐体201aの表面が内部に設けられるが、ここでは、温度センサ202と同じく、X線の入射する側とは反対側の面に設けるものとする。さらに、ファン205は温度保持部204に組合せてユニット化されている。

【0014】温度センサ202で検出された温度値は、温度コントローラ203へ送られる。この温度コントローラ203には、後述する温度設定部301に設定されている目標温度に関する情報も入力されており、温度コントローラ203は、この情報と温度センサ202の検

出値とから、温度保持部204の動作を制御する。すなわち、目標温度の上限値と下限値が設定されていて、温度センサ202の検出値が目標温度の上限値を越えていれば、温度保持部204に冷却動作を開始させ、検出値が目標温度の下限値を下まわっていれば、温度保持部204に加熱動作を開始させる。また、温度センサ202の検出値が目標温度の上限値と下限値との間にあれば、加熱も冷却もさせないように、温度保持部204の動作を停止させる。

【0015】このように動作する温度コントローラ203と温度保持部204の回路構成の一実施の形態を図4に示してある。温度コントローラ203は、例えば冷却動作としてのスイッチR11、R12、R13と、加熱動作としてのスイッチR21、R22、R23を有している。このうち、スイッチR12、R13とR22、R23は、互いに対向する辺に位置するようにブリッジ型に接続され、ブリッジの中心に位置するように、温度保持部204が接続されている。この温度保持部204は、供給する電流の方向によって、冷却/加熱の動作を可逆的に行う例えばペルチエ素子を構成要素としたものである。そして、ブリッジの一方の共通端はFPD用電源206のプラス側に接続され、ブリッジの他方の共通端は、ファン205を介してFPD用電源206のマイナス側に接続されている。そこで、温度コントローラ203において、温度センサ202の検出値と温度設定部301に設定されている目標温度の上限値、下限値とが比較され、検出値が上限値と下限値の間にあるときは、全てのスイッチR11~R13と、R21~R23はオフ状態となっている。このような状態のもとで、検出値が上限値を越えたときには、温度コントローラ203は冷却動作が必要になったと認識し、冷却動作のスイッチR11をオンにする。すると、スイッチR11に連動してスイッチR12、R13もオンとなり、スイッチR12、R13を通してブリッジの中心に位置する温度保持部204に、実線矢印で示す方向に電流が流れ、温度保持部204を構成するペルチエ素子は、冷却動作を開始し、ファン205も回転する。そして、冷却が進み、温度センサ202の検出値が、温度設定部301に設定されている目標温度の上限値より下がると、スイッチR11はオフとなり、スイッチR12、R13もオフとなって、冷却動作が停止される。

【0016】一方、温度センサ202の検出値が、温度設定部301に設定されている目標温度の下限値を下まわったときには、温度コントローラ203は加熱動作が必要になったと認識し、加熱動作のスイッチR21をオンにする。すると、スイッチR21に連動してスイッチR22、R23もオンとなり、スイッチR22、R23を通してブリッジの中心に位置する温度保持部204に、破線矢印で示す方向に電流が流れる。このときの電流の向きは、実線矢印で示した冷却時の向きと逆にな

り、温度保持部204を構成するペルチエ素子は、加熱動作を開始し、ファン205も回転する。そして、加熱が進み、温度センサ202の検出値が、温度設定部301に設定されている目標温度の下限値より上がると、スイッチR21はオフとなり、スイッチR22、R23もオフとなって、加熱動作が停止される。なお、ファン205は、ペルチエ素子の冷却/加熱作用を促進させるために、通常ペルチエ素子に取付けられている放熱フィンに風を吹き付けるために設けられたものであり、温度保持部204が冷却/加熱動作をしているときにのみ駆動されるようになってい

【0017】ところで、本発明では、温度保持部204を2以上の保持温度で動作させることができるように、温度設定部301での温度設定が可能となっている。すなわち、F.P.D本体201は、稼動時、すなわちX線撮影装置の電源が投入されて画像信号の収集が可能な状態にあるときには、放射線検出感度などを良好に保つために、所定の温度に保つことが必要である。この稼動時にF.P.D本体201を保持する温度を T_1 とすれば、温度設定部301に稼動時の目標温度を T_1 と設定する。一方、F.P.D本体201の非稼動時、すなわちX線撮影装置が使用されていないような場合には、画像信号の収集がされないで、放射線検出感度を維持するための温度 T_1 に保つ必要はなく、かつF.P.D本体201にも電源が供給されていないので、給電素子による発熱の問題も気にすることはない。よって、F.P.D本体201は環境温度にのみ依存することになる。しかし、F.P.D本体201が低温に晒されると、画素1上に凝着されている寒熱膜23が剥離するという重大な損傷を受ける恐れがあり、さらに、高温下に長時間放置された場合には、再結晶化が生じて寿命を短縮させるという問題も指摘されている。そのため、非稼動時にあってもF.P.D本体201を所定温度範囲に保持することが必要となる。この非稼動時にF.P.D本体201を保持する温度を、 T_2 以上 T_3 以下とする。

【0018】図5は、F.P.D本体201の保持温度の一例を示したものであり、(a)は、稼動時、(b)は、非稼動時の様子を示している。すなわち、温度設定部301に稼動時の目標温度を $T_1=30^{\circ}\text{C}$ に設定するものとすれば、温度センサ202での検出温度が 30°C を越えていれば、温度コントローラ203は温度保持部204の冷却動作を開始させ、温度センサ202の検出温度が 30°C より下がれば、逆に加熱動作を開始させる。この繰返しにより、図5(a)に示すように、F.P.D本体201は目標温度 $T_1=30^{\circ}\text{C}$ を中心として、 $+\Delta T$ 、 $-\Delta T$ の範囲に保持される。このようにして、稼動時に最も必要とされる放射線検出感度を維持することができる。なお、 ΔT は T_1 の値に対して数%のオーダーである。

【0019】また、非稼動時の目標温度を、低温 $T_2=$

10°C と高温 $T_3=40^{\circ}\text{C}$ の間になるように、温度設定部301に設定する。よって、温度コントローラ203は、温度センサ202の検出温度が 40°C を越えていれば、温度保持部204の冷却動作を開始させ、温度センサ202の検出温度が 10°C より下がれば、加熱動作を開始させる。そして、検出温度が 10°C 以上 40°C 以下有的时候には、加熱も冷却も行わせない。このようにして、F.P.D本体201の損傷を回避して長寿命化を図るとともに、無駄なエネルギーの消費も抑制することができる。なお、非稼動状態において、一例として、F.P.D本体201を 10°C 以上 40°C 以下に保持するものと説明したが、例えば 40°C 近くに保持されていたものを稼動状態へ移行しようとする、稼動時の温度 30°C まで、温度保持部204を冷却動作させて約 10°C 温度を下げるが必要となる。しかし、急激に温度を下げようとすると、F.P.D本体201の内外に結露を生じて、電気回路のショートや電解に繋がること懸念される。そこで、非稼動時の目標温度のうち、高温 T_3 を稼動時の目標温度 T_1 と同じ 30°C か、それよりも低い温度に設定しておくものとすれば、非稼動状態にあったものを稼動状態へ移行する際には、少なくとも温度を上げる方向へ、温度保持部204を動作させることになる。よって、結露の問題を生じさせることはなく、安全性を保つことができる。

【0020】ところで、温度保持部204の加熱動作時に、制御系の故障などによって、温度制御ができずに加熱動作を続けるような状況となって、F.P.D本体201の温度を異常に上昇させ、結果としてF.P.D本体201を破壊させる事故につながる事が予想される。このような事故を防ぐために、図4に示した温度保持部204の動作を制御する温度コントローラ203の回路において、例えばスイッチR22に直列に非常用の温度スイッチSWを設けている。この温度スイッチSWは、例えばバイメタルを用いたものであり、保持温度を越えるある温度（例えば 50°C ）に達すると温度スイッチSWが開放し、強制的に温度保持部204への電流供給を遮断して、加熱動作を停止させる。なお、スイッチR12に直列に、ある温度（例えば 0°C ）以下になると開放される温度スイッチを設ければ、温度保持部204の冷却動作時の制御系の故障にも対応することができる。

【0021】さて、これまで主にF.P.D200本体に関して、稼動時、あるいは非稼動時に、温度を適正に保持する手段の各種の実施の形態について説明したが、次に、このようなF.P.D200を備えたX線撮影装置としての実施の形態について説明する。温度設定部301は、図1に示した制御装置300に設けられているものであって、X線撮影装置のメインスイッチのオン/オフ情報の供給を受けて、F.P.D200の温度コントローラ203へ、稼動時または非稼動時に、温度コントロール情報を提供する。また、温度設定部301は、F.P.D

200のオン/オフ制御や信号読み出し制御などの一連の制御ルーチンの中で、稼動時または非稼動時毎のF P D 200の保持温度を設定している。この設定温度は、予めプログラミングされていてよいし、操作部400によって適宜設定することも可能である。なお、X線撮影装置の非稼動時にも、F P D 200を適正な温度に保持させることが必要なので、F P D 用電源206は、X線撮影装置のメインスイッチのオン/オフの影響を受けないように、電源供給ラインは独立した回路配置となっている。また、非稼動状態にあったX線撮影装置を稼動状態にすると、F P D 200は環境温度に応じてT2~T3の目標温度範囲に保持されているが、この温度がF P D 200の稼動時の適正な目標温度T1とかけ離れているような場合は、目標温度T1に達するまで相当の時間を要することになる。また、X線撮影装置をF P D 200が目標温度T1にある状態で動作させなければ、良好な画像を得ることができない。

【0022】そこで、温度センサ202の検出出力を制御装置300に取り込み、温度センサ202の検出温度が、F P D 200の目標温度T1に達するまでに要する時間、すなわち撮影が可能になるまでの時間を予測し、その時間を例えば、操作部400に備えられている表示器や、或いは画像を表示するための表示装置600などに表示させる。これは、温度保持部204の冷却能力や加熱能力は予め分かっているため、温度センサ202で検出した現在の温度と目標温度との差を求め、この値と、温度保持部204の能力や環境温度などを勘案し、所定の演算プログラムによって演算することによって、撮影が可能になるまでの時間を予測し、その時間を表示するものである。よって操作者などは、この表示された時間を確認しながら、撮影準備などの作業をすることができ、待ち時間を有効に活用することができる。さらに、温度センサ202の検出出力を制御装置300に取り込み、温度センサ202の検出温度が、T1を中心として $+\Delta T$ 、 $-\Delta T$ の範囲にあるときのみ、X線発生器100からのX線照射を可能とし、上記の範囲を外れているときには、X線照射を禁止するようなインターロック回路を制御装置300に組み込むようにすれば、適正温度に達していないうちに誤ってX線を照射して、不鮮明な透視画像を得てしまったり、撮影のやり直しによって患者への被曝量を増加させるという不都合を防止することができる。

【0023】次に、F P D 200をX線撮影装置に取付けて使用する場合について、図6を参照して説明する。図6は、図示しない寝台に寝ている患者などの被検体Pの傍に、手技を行う医師などの術者Dが立っている状態で、X線撮影装置に取付けられたF P D 200が、被検体Pの上に位置している様子を模式的に示したものである。よって、X線は被検体Pの背面側から照射されることになる。この場合、F P D 200は、内部に温度コン

トローラ203や温度保持部204が設けられたものとなっている。そして、F P D 200には、被検体Pの脚側に位置するように吸気口200aが設けられ、被検体Pの脚側に位置するように排気口200bが設けられている。さらに、排気口200cには、フード200cが取付けられている。よって、図6には示されていないファン205の動作に伴ない、空気は吸気口200aからF P D 200の筐体内へ取り込まれ、図3に示した空気層201aなどを通り、温度保持部204を構成するヘルチエ素子に取付けられた放熱フィンと熱交換を行いながら、排気口200bから外部へと排出される。この排出される空気の流れは、フード200cによって、被検体Pの脚元側へ流されるので、被検体Pや術者Dへ熱風や冷風を吹き付けて不快な気持ちにさせることを防止できる。従って、術者Dにとっても、気を散らすことなく手技を整然と進めることができる。ここで、フード200cを回転可能に構成して、適宜排気の流れの向きを変えられるようにしておけば、手技に応じて術者Dや被検体Pに排気が当たらないようにすることができる。また、吸気口200aにもフードを設けたり、このフードを回転可能にしてもよい。

【0024】なお、本発明は、上述の実施の形態に限定されるものではなく、種々の形態での実施が可能である。例えば、放射線検出器の実施の形態として、直接変換型のフラットパネル型放射線検出器について説明したが、本発明は、間接変換型のフラットパネル型放射線検出器にも適用できることは言うまでもない。また本発明は、医療用のX線撮影装置に限らず、例えば非破壊検査装置のような工業用のX線検査装置にも適用することができる。

【0025】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、請求項1に記載の発明によれば、放射線検出器を、稼動時には検出特性を安定に保ち、非稼動時には結露の発生や損傷を防止することができる。また、請求項8に記載の発明によれば、放射線検査装置の置かれている環境に応じて、放射線検出手数を所望の温度に保持することができ、放射線検査装置を安定に機能させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用した、医療用X線撮影装置の一実施の形態の概略構成を示した系統図である。

【図2】本発明に係る放射線検出器の一実施の形態を説明するために示した系統図である。

【図3】本発明に係る放射線検出器の一実施の形態の断面構造を模式的に示した説明図である。

【図4】本発明に係る放射線検出器における温度制御部分の一実施の形態を示した回路構成図である。

【図5】本発明に係る放射線検出器の保持温度を説明するために示した説明図である。

【図6】本発明に係る放射線検出器を備えたX線撮影装

置の使用状況の一形態を説明した説明図である。

【図7】公知のフラットパネル型X線検出器の一例の概略構成を示した説明図である。

【図8】図7に示したフラットパネル型X線検出器の信号読み出し回路の説明図である。

【図9】公知のフラットパネル型X線検出器を構成する画素の断面構造の一例を模式的に示した説明図である。

【図10】図9に示したフラットパネル型X線検出器を構成する画素の等価回路の説明図である。

【符号の説明】

100: X線発生器

200: フラットパネル型X線検出器

201 フラットパネル型X線検出器本体

202 温度センサ

203 温度コントローラ

204 温度保持部

205 ファン

206 FPD用電源

300 制御装置

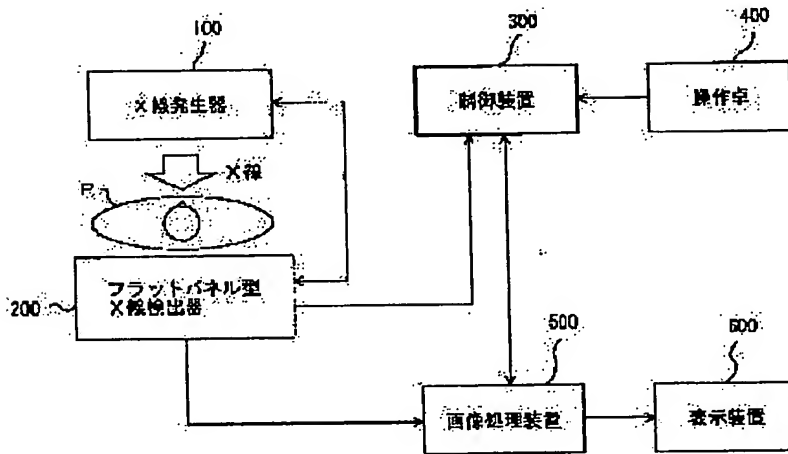
301 温度設定部

400 操作卓

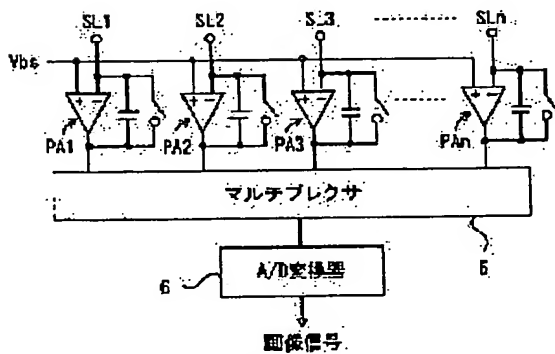
500 画像処理装置

600 表示装置

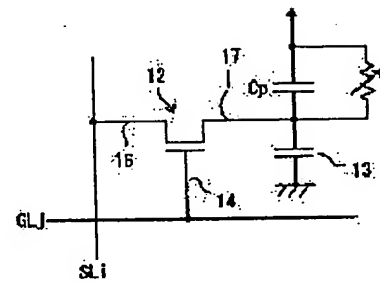
【図1】



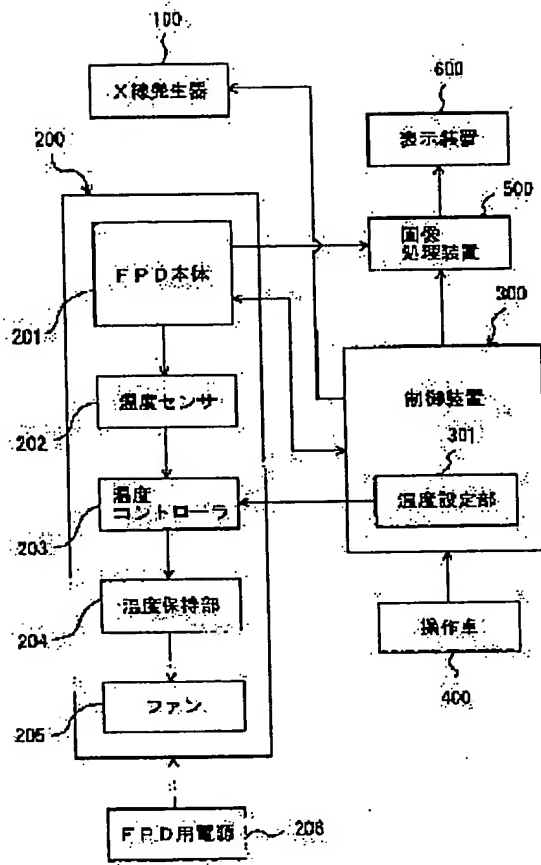
【図8】



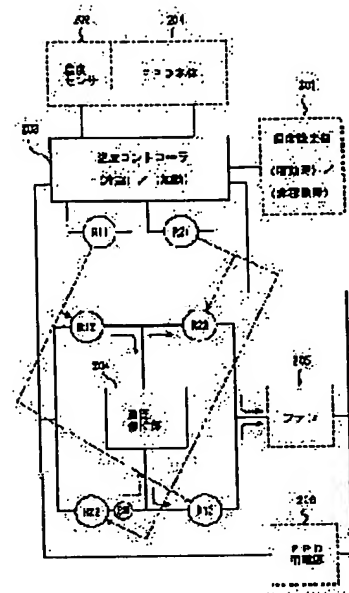
【図10】



【図2】

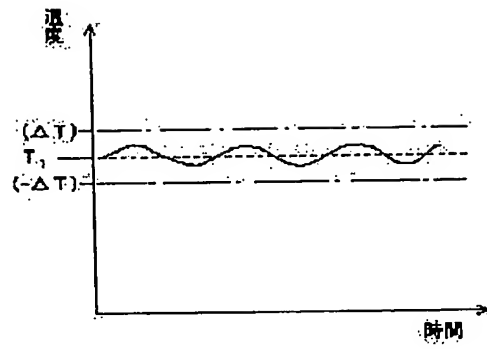


【図4】



【圖5】

(a)



(b)

